

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭63-68133

⑫ Int.Cl.*

A 61 B 5/02

識別記号

337

庁内整理番号

M-7437-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)3月28日

審査請求 未請求 発明の数 3 (全10頁)

⑭ 発明の名称 血圧モニタ装置のトランスジューサ位置補償方法および装置

⑮ 特願 昭62-162186

⑯ 出願 昭62(1987)6月29日

優先権主張

⑰ 1986年9月9日⑱米国(US)⑲905697

⑲ 発明者 ハリー・ハーバート・ アメリカ合衆国 テキサス州 78230 サン・アントニオ
ピール クウェイカータウン 3006

⑲ 発明者 ジエイムズ・マック・ アメリカ合衆国 テキサス州 78254 サン・アントニオ
バルクス ジエロニモ・ループ 15221

⑳ 出願人 コーリン電子株式会社 愛知県小牧市林2007番1

㉑ 代理人 弁理士 池田 治幸 外2名

明細書

1. 発明の名称

血圧モニタ装置のトランスジューサ位置
補償方法および装置

2. 特許請求の範囲

(1) 血圧モニタ装置においてトランスジューサの位置を生体の心臓の位置に対応して補償するための装置であって、

血管内の血圧であって、前記生体の心臓内の血圧に対応する第1圧力成分と、該血管内の血液の静圧に対応する第2圧力成分とを含む血圧を検出する血圧検出手段と、

第1圧力検出ポートおよび第2圧力検出ポートを備え、該第1圧力検出ポートにおける圧力と該第2圧力検出ポートにおける圧力との差に対応する出力信号を発生させるトランスジューサと、

前記第2圧力成分と同等の補償圧力を発生する補償圧力発生手段と、

前記血管内にて検出された前記血圧を前記トランスジューサの前記第1圧力検出ポートへ伝達する血圧伝達手段と、

前記補償圧力を前記トランスジューサの前記第2圧力検出ポートへ伝達する補償圧力伝達手段と、
を含むことを特徴とする血圧モニタ装置のトランスジューサ位置補償装置。

(2) 前記血圧検出手段は、前記血管を含む前記生体の先端部の周囲に着脱可能に装着されて膨張可能な密閉カフを含むものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置のトランスジューサ位置補償装置。

(3) 前記補償圧力発生手段は、前記血管内の血液と略同等の密度を有する流体から成る流体柱を含むものである特許請求の範囲第2項に記載の血圧モニタ装置のトランスジューサ位置補償装置。

(4) 前記補償圧力発生手段は、前記補償圧力内の過渡的圧力変化を除去する機械的なフィルタ手段をさらに含むものである特許請求の範囲第3項に記載の血圧モニタ装置のトランスジューサ位置補償装置。

(5) 前記フィルタ手段は前記流体柱内に設けられたシリカ砂の粒子を多数含むものである特許請求

の範囲第4項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

(6) 前記シリカ砂の粒子は直径寸法が約0.025インチである特許請求の範囲第5項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

(7) 前記フィルタ手段は前記流体柱内に設けられた焼結金属の栓を含むものである特許請求の範囲第6項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

(8) 前記流体柱と前記第2圧力検出ポートとの間の流体流量調節路を含み、前記補償圧力から過渡的圧力変化を除去する第2フィルタ手段をさらに含むものである特許請求の範囲第6項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

(9) 前記トランジューサは、前記第1および第2圧力検出ポートにそれぞれ作用された圧力間の差に対応して電気的な信号を出力する差圧トランジューサを含むものである特許請求の範囲第8項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

を備え、該第1圧力検出ポートの圧力と該第2圧力検出ポートの圧力との差に対応する出力信号を発生させる差圧トランジューサと、

血液密度と略同じ密度を有する流体から成る流体柱を含み、前記第2圧力成分と同等の補償圧力を発生させる可撓性チューブと、

前記血圧検出手段にて検出された前記血圧を前記差圧トランジューサの前記第1圧力検出ポートへ伝達する血圧伝達手段と、

前記補償圧力を前記差圧トランジューサの前記第2圧力検出ポートへ伝達する補償圧力伝達手段と、

前記可撓性チューブ内の流体によって発生させられる前記補償圧力から過渡圧力成分を除去するフィルタ手段と、

前記可撓性チューブ内の前記流体の温度変化に起因して発生する圧力変化を吸収する圧力変化吸収手段と、

を含むことを特徴とする血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 前記流体柱内の流体温度の変化に伴って圧力変化を吸収する圧力変化吸収手段をさらに含むものである特許請求の範囲第9項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 前記圧力変化吸収手段は、前記生体において該生体の心臓と略同じ高さに配置された可撓性の袋を含むものである特許請求の範囲第10項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 前記可撓性の袋は前記流体柱内の流体の25%を充分に吸収し得る容量を備えたものである特許請求の範囲第11項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 トランジューサの位置を生体の心臓の位置に対応して補償する装置であって、

血管内の血圧であって、前記生体の心臓内の血圧に対応する第1圧力成分と、該血管内の血液の静圧に対応する第2圧力成分とを含む血圧を検出する血圧検出手段と、

第1圧力検出ポートおよび第2圧力検出ポート

00 前記フィルタ手段は、前記可撓性チューブ内に設けられた直径が約0.025インチのシリカ砂の粒子を含むものである特許請求の範囲第14項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 前記差圧トランジューサの前記第2圧力検出ポートと前記補償圧力を発生させる前記流体柱との間に設けられた流体流量調節路を含み、過渡信号を除去する機械的な第2フィルタ手段を含むものである特許請求の範囲第14項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 前記圧力変化吸収手段は、前記生体の心臓と略同じ高さに配置されたハウジング内に収容されて前記可撓性チューブ内の前記流体の25%を充分吸収し得る容量を備えた可撓性の袋を含むものである特許請求の範囲第15項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償装置。

00 血圧モニタ装置において、生体の心臓の位置に対応してトランジューサの位置を補償する方法であって、

血管内の血圧であって、前記生体の心臓内の血圧に対応する第1圧力成分と、該血管内の血液の静圧に対応する第2圧力成分とを含む血圧を検出する工程と、

前記第2圧力成分に対応して補償圧力を発生させる工程と、

前記血圧検出工程において検出された前記血圧から前記補償圧力を減ずる工程と、

前記生体の心臓内の圧力に対応して信号を出力する工程と、

を含むことを特徴とする血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償方法。

69 前記補償圧力中の過渡圧力変化を除去する工程をさらに含むものである特許請求の範囲第17項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償方法。

70 前記補償圧力は血液と同じ密度を有する流体から成る流体柱から発生させられるものである特許請求の範囲第18項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償方法。

69 前記補償圧力から前記圧力変化を除去する工程は、前記流体柱をシリカ砂の粒子を多数含む機械的なフィルタを介して通過させる工程を含むものである特許請求の範囲第19項に記載の血圧モニタ装置のトランジューサ位置補償方法。

3. 発明の詳細な説明

技術分野

本発明は、血圧モニタ装置に用いられるトランジューサにおいて、特に、被測定者の心臓の位置とトランジューサの位置との相対関係に関わらず正確な血圧測定結果が得られるようにする方法および装置に関するものである。

従来技術

従来から、被測定者の血圧を長時間にわたって監視することが望まれる場合が多かった。これに対して、予め定められた時間内において被測定者の血圧を自動的に測定する形式の血圧モニタ装置が種々提供されている。一般に、かかる装置においては、被測定者の腕あるいは指などに装着されてそれを圧迫するカフ内の圧力変化を測定するト

ランジューサが設けられている。そして、このトランジューサからの出力がコンピュータに予め記憶されたアルゴリズムに従って処理されて、被測定者の血圧値が表示されるようになっている。

かかる従来の装置においては、種々の生理的要因あるいは外部環境から受ける要因によって、トランジューサにより測定された血圧値が大きく変動してしまう。このため、たとえば被測定者の呼吸および体動などに起因して所謂モーションアーチファクトやその他の誤信号が発生した場合には、被測定者の血圧を正確に表示するために、それら誤信号をトランジューサの出力から除去する必要がある。したがって、従来の血圧モニタ装置の大半には高性能のアルゴリズムが内蔵されることにより、上記のような望ましくない誤信号を除去するとともに血圧測定の保全性が維持されるようになっている。

さらに、上記のような誤信号に加えて、トランジューサが被測定者の手足などの体の先端部に取り付けられた位置に対応して発生する各血圧測

定値間に差（エラー）が発生してしまう場合がある。これは、心臓における血液と血圧測定位置の血管内の血液との静圧差に關係する。

被測定者の血圧を測定する理由や血圧測定が行われる状況によって、上記エラーを補償することの重要性が増減する。原則として、血圧測定においては、大動脈の最高および最低血圧値が測定されることが望ましい。しかしながら、被測定者の先端部にトランジューサを取り付けて測定する非観血式の血圧測定方法を用いる場合は、大動脈の血圧を測定することはできない。これは、被測定者の末端部にて測定される血圧は、末梢動脈によって生じるバルス圧により、大動脈の血圧とは異なるためである。このような血圧差は、心臓からより低い位置の手足などにおいて血圧測定が実行された場合には、特に顕著である。

以上のような非観血式血圧測定方法を行うことにより血圧測定値間に差が生じることは周知であり、その血圧値間の差に基づいて発生するエラーは血圧測定に付随する1つの要素に過ぎない。し

かしながら、このようなエラーの発生はある種の診断処置において、特に、診断に正確を期すために平均血圧値の変化が重要な場合には、重大な問題である。

たとえば手術室などで被測定者の血圧を監視する場合には、被測定者の血圧の重要な変化のみを監視することが肝要である。これに対して、実際の血圧値を監視することが重要な場合もある。たとえば、高血圧の患者（被測定者）に対する診断時には、被測定者の実際の血圧が長時間にわたって監視される。そして、長時間の測定期間に得られる血圧値は、多数の被測定者によるデータベース中の血圧値と比較される。このような診断時に採用される実際の血圧値の測定は、通常、被測定者が、座るかあるいは仰向け寝た状態で心臓の高さの位置にカフが装着されている時に実行される。トランスジューサの位置が一連の血圧測定作動中に心臓に対して変化した場合には、10mmHg以上の静圧が発生させられる。このような圧力差は、誤った診断の要因に充分なり得るのである。

に接続されて、被測定者の手足などの先端部に沿って導かれる可撓性のチューブが含まれる。このチューブは、内部に流体が満たされているとともに、被測定者の心臓と略同じ高さに設けられた流体貯蔵用の流体容器に接続されている。好適には、チューブあるいは流体容器内の流体は血液と同じ密度とされて、チューブ内の静圧とその静圧に対応し且つ血管内の血液により発生する静圧とのバランスが保たれる。チューブのカフに接続された側の端部においては、差圧トランスジューサが設けられて、カフの圧力（カフ圧）と補償圧力発生手段の流体柱により発生させられた圧力との間の差が検出される。この圧力差を表す信号は、所定の血圧測定が終了した後、被測定者の心拍に同期して発生する圧力振動である脈波を表す信号を処理するソフトウェアと共に処理されても良い。

本発明の補償装置は、長時間にわたって血圧測定を正確に維持するため、圧力検出用のトランスジューサのゼローオフセット信号におけるドリフトが容易に補償され得るものである。すなわち、

従来の自動血圧モニタ装置は、上述したように、トランスジューサの位置に起因して発生するエラーを補償するための手段を備えたものではなかった。したがって、被測定者の心臓の位置に対応するトランスジューサの取付位置の変化に関連して発生する静圧差を補償し得ることが、効果的な血圧モニタ装置においては重要とされる。

発明の要旨

上述したような従来の装置における問題点を解決するために、本発明の要旨とするところは、被測定者の心臓の位置に關係する圧力検出用のトランスジューサの取付位置に問わりなく血圧測定を正確なものとする目的として、トランスジューサ位置の補償方法および装置を設けたことにある。すなわち、本発明は、血圧測定位の血管内の血液に相当する血液柱に基づいて発生させられる静的な圧力を補償するために流体柱を用いる静圧補償装置を提供するものである。

本発明には、一端部を被測定者の心臓の高さに位置させ且つ他端部を圧力検出トランスジューサ

トランスジューサを流体貯蔵用の流体容器と同じ高さ位置に周期的に位置させることにより、装置の調節が行われる。その理由は、トランスジューサがその高さ位置にあるときには、静的圧力間の差が零となるので、この状態で装置内の電子回路がトランスジューサのドリフトを補償するよう設定操作されるためである。

実施例

以下に、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第1図aおよび第1図bにおいては、本実施例のトランスジューサ位置補償装置10が被測定者に装着されて血圧モニタ装置と共に使用されている状態が示されている。トランスジューサ位置補償装置10には、たとえば被測定者の腕などの末梢部に沿って導かれるチューブ装置12が設けられている。チューブ装置12には、可撓性で且つ内部に流体が満たされて、後述するように静的な補償圧力を供給する流体用チューブ18と、圧縮気体を密閉されたカフ28に対して供給するため

の導管 20 と、後述のトランスジューサ装置 26 の出力を血圧モニタ装置の電子回路に伝送する電線 22 とが含まれている。図中示すように、チューブ装置 12 の一端部は被測定者の心臓 H と略同じ高さに配置されている一方、その他端部は、被測定者の指に装着されたセンサ 14 に接続されている。流体容器 16 は、心臓 H と略同じ高さに配置されており、余分の流体を吸収するとともに必要に応じてさらに流体を供給することにより、流体用チューブ 18 内の流体圧を好適に維持するものである。

トランスジューサ位置補償装置 10 の概略的な機能は、第 1 図 a および第 2 図のブロック線図に示されている。第 1 図 a に示すように、被測定者の腕部が伸ばされている状態では、被測定者の指に装着されたセンサ 14 は、心臓 H から距離 h だけ垂直方向に離隔している。ここで、トランスジューサ位置補償装置 10 を適用しない場合には、センサ 14 内のトランスジューサ装置 26 において検出される圧力は次式(1)に従って算出される。

$$P_c = P_n + \tau_r \cdot h \quad \dots (1)$$

但し、 P_c は被測定者の指に装着されたカフ 28 内の圧力、 P_n は心臓の血圧、および τ_r は血液密度である。

上述のように、被測定者の腕部の血液柱にて得られる静圧 ($\tau_r \cdot h$) は、被測定者の実際の血圧を測定する場合に発生するエラーの原因となる。ここで、トランスジューサ位置補償装置 10 を適用した場合には、流体用チューブ 18 内の流体にて、補償圧力 P_r ($= \tau_r \cdot h$: 但し τ_r は流体用チューブ 18 内の流体密度) が算出される。そして、トランスジューサ装置 26 における圧力差 ΔP が、(1) 式に流体圧 P_r を代入することにより得られる次式(2)により算出される。

$$\Delta P = P_c - P_r = P_n + (\tau_r - \tau_r) \cdot h \quad \dots (2)$$

(2) 式によれば、流作用チューブ 18 内の流体密度 τ_r が血圧測定位置の血管内の血液密度 τ_r と同じである場合には、トランスジューサ装置 26 により検出された圧力差 ΔP が心臓における血圧

P_n と同じ値となることが判る。

以上のことから、測定環境が理想的である場合には、充分な長さを備えて密閉された流作用チューブ 18 内に血液と同じ密度を有する流体を満たすだけで、好適な静圧補償が行われるのである。たとえば、被測定者の腕部が第 1 図 a の位置に保持されているときには、内部に流体が満たされた長さ h の流体用チューブ 18 を用いることにより好適な静圧補償が得られる。しかし、被測定者の腕部が第 1 図 b に示す位置に移動すると、流体用チューブ 18 が僅かに圧縮されることから、非静圧的なわち動的圧力がセンサ 14 内のトランスジューサ装置 26 にて検出されてしまう。このような動的圧力は、流体用チューブ 18 内の流体温度の変化のような外的要因によっても発生する。

ここで、好適な静圧補償を維持するためには、上記動的圧力を補償する必要がある。本実施例においては、流体容器 16 においてこの補償が行われる。すなわち、流体容器 16 には、上述のような生理的あるいは外的要因による圧力および容

量の変化に充分対応し得る程度に伸縮自在であって、内部に流体が満たされた可撓性の袋が備えられている。好適には、流体容器 16 は、流体用チューブ 18 内の流体の容量の 25% を吸収し、センサ 14 において検出される静圧を常に一定の値に維持するものである。なお、流体容器 16 については、後に詳述する。

本実施例の補償装置 10 において、流体用チューブ 18 内の一端には、第 3 図に示すように、無数のシリカ砂（珪砂） 17 の粒子が充填されている。このシリカ砂 17 は不要な過渡的圧力信号を除去するローパスフィルタとして機能する。個々の粒子は、その直径が約 0.025 インチであって、優れたフィルタ特性を備えたものである。本実施例では、第 3 図に示すようにシリカ砂 17 が流体用チューブ 18 内に充填された状態においては、その長手方向の全体としての寸法は 1 ~ 2 インチとされている。また、シリカ砂 17 に替えて、繊維状の材質あるいは焼結された金属から成る多孔質の栓を第 3 図内のシリカ砂 17 と同じ位置に配

置することによっても、好適なフィルタ特性が得られるのである。

また、前述の動的圧力によるエラーに加えて、センサ14内のトランジューサ装置26の出力信号のドリフトによってさらなるエラーが発生する場合がある。本実施例の捕償装置10においては、第1図cに示すように、センサ14を流体容器16と同じ高さまで周期的に移動させて距離 h が零となるようにすることにより、トランジューサ装置26の信号ドリフトが算出され得るのである。センサ14が距離 h が零である位置にある状態では、トランジューサ装置26において圧力が零と検出される。

第3図乃至第5図は、本実施例の捕償装置10の構成をそれぞれ詳しく示す図である。第3図においては、チューブ装置12、センサ14および流体容器16などの、本実施例の主な構成部品が示されている。チューブ装置12は、可搬性であって内部に流体が満たされた流体用チューブ18と、導管20と、電線22とから構成されている。

するための筒穴39が形成されている。

カフ28の本体27の表面はフェルト状のもので覆われており、この本体27に固定されたファスナ29により、カフ28の測定部位への装着時の締付力が調節されるようになっている。カフ28は、導管20のコネクタ21に接続された気体用チューブ23から圧縮気体が供給されることにより内部が加圧されるようになっている。被測定者の指に装着されたカフ28が所定の圧力まで昇圧された状態では、カフ28下の測定部位にある血管内の圧力変化に伴って、カフ28内の気体の圧力が同様に変化する。この圧力変化は、センサ14の後述の差圧トランジューサ50に供給される。

第5図において、トランジューサ装置26内には、その長手方向に収容穴41が形成された筒状部材40が設けられて差圧トランジューサ50および適当な空圧部品が収容されている。筒状部材40のテーパ形状の一端部は、流体を筒状部材40内に流入させるための雄ねじ部42とされ

導管20は、ポンプなどの圧縮気体供給源に接続されて、カフ28に圧縮気体を供給することにより膨張させる。

センサ14は、ハウジング24、ハウジング24により支持されたトランジューサ装置26(透視にて図示される)、およびカフ28から構成されている。第4図aおよびbには、ハウジング24がより詳しく示されている。ハウジング24には、矩形且つアーチ型の下部ブラケット30が設けられて、被測定者の指を支持するようにされている。下部ブラケット30には、一対の底部が湾曲したアーム32および33が設けられて、被測定者の指の周囲にハウジング24を固定している。ハウジング24は、第4図bに示すように、下部ブラケット30に設けられたU字型の台36に形成された細長穴34を通して支持されるカフ28によっても、被測定者の指に固定されている。略筒型形状の上部ハウジング38は、台36上に固定されている。上部ハウジング38には、第5図に示すようにトランジューサ装置26を支持

ており、第3図に示すように流体用チューブ18に接続された雌ねじ部材19と螺合されるようになっている。このため、チューブ18からの流体は、雄ねじ部42内に形成された流体流入穴43を通して筒状部材40内に流入する。したがって、雌ねじ部材19が本実施例の捕償圧力伝達手段として機能する。また、筒状部材40の他端部では、収容穴41とコネクタ44とが接続されている。すなわち、コネクタ44は、カフ28に接続された気体流通チューブ23'の湾曲部を支持するとともに、その気体流通チューブ23'の湾曲部から気体流入穴45を介して差圧トランジューサ50へ気体圧を供給する。したがって、コネクタ44が本実施例の血圧伝達手段として機能する。

差圧トランジューサ50には、流体用ポート52および気体用ポート54が形成されており、これら流体用ポート52および気体用ポート54において、流体用チューブ18および気体流通チューブ23'から供給される圧力がそれぞれ検出

されるようになっている。第5図から明らかなように、流体用ポート52にて検出された圧力は、流量調節路46を介して流体流入穴43と連絡されている流体室47における流体圧と同じである。そして、差圧トランスジューサ50からは、流体用ポート52および気体用ポート54において検出された流体圧と気体圧との差に対応して、端子55から電気的な信号が出力される。

収容穴41内には、差圧トランスジューサ50と共に、収容穴41の内壁面と流体用ポート52との間に挿入されて流体を密封するポリマー製のシール部材51が収容されている。差圧トランスジューサ50は、シール部材51と、気体用ポート54の周囲に配設された保持リング56とによって、収容穴41内において位置固定とされている。

前述のように、流体用チューブ18内にはシリカ砂17が充填されており、過渡パルス信号が差圧トランスジューサ50に供給されることを防止するためのローパスフィルタとして機能する。こ

の流体用チューブ18が雄ねじ部42に接続されると、シリカ砂17の粒子の一部が、第5図に示すように雄ねじ部42の流体流入穴43内に侵入する。ここで、前記流量調節路46の径寸法は0.0135であってシリカ砂17の微粒子の径よりも小さくされているため、シリカ砂17が流体室47内に流入することが防止されている。なお、流体用チューブ18内において、シリカ砂17のトランスジューサ装置26と反対側の端部にリテナーが設けられることにより、シリカ砂17が所定の位置に保持されるようになっている。

流量調節路46は、上述のようにシリカ砂17を所定の位置に保持するとともに、流体流入穴43から流体室47へ向かう流体を適量に調節するものである。したがって、流量調節路46は、差圧トランスジューサ50の流体用ポート52において検出される静圧から過渡的な圧力成分を除去するための第2のフィルタとして機能する。

以上のようなフィルタ機能に加えて、流体容器16においても、チューブ装置12のずれや流体

用チューブ18内の流体の温度変化などに起因して発生する動的圧力差が補償されることから、正確な圧力検出が為されるのである。第3図aには、流体容器16の構成がより詳しく示されている。流体容器16には、比較的剛性の高いハウジング62内に収容されて、流体が満たされた膨張収縮可能な可撓性袋60が設けられている。ハウジング62には、両面テープのような粘着性の裏当て64が固定されており、第1図a乃至第1図cに示すように、被測定者に対して接着されるようになっている。また、ハウジング62の上面には通気孔63が形成されており、可撓性袋60内の気体容量の変化に対応して、ハウジング62内の気圧が常に一定に維持されるようになっている。本実施例においては、可撓性袋60は厚さ1.5ミル(mil)のポリエチレン製である。また、可撓性袋60は、補償装置10の通常の作動における圧力の変化範囲以上に充分対応して変形し得るようにされている。また、補償装置10の可撓性袋60の容積は、流体用チューブ18内の流体の全容

量の25%を収容し得るように決定されている。上記のような作動中には、第3図に示すように、トランスジューサ装置26およびカフ28に流体用チューブ18および気体用チューブ23がそれぞれ接続された状態で、センサ14が被測定者の指に配置されている。このとき、カフ28はセンサ14のハウジング24内の細長穴34内を通って被測定者の指の周囲に固定されている。カフ28内が所定の好適な圧力にまで昇圧されると、測定部位である被測定者の指の血管内の圧力変化に伴ってカフ28内の気体圧力が変化する。このカフ圧変化は、気体流通チューブ23'を介して差圧トランスジューサ50の気体用ポート54へ供給される。このように供給される圧力中には、前述のように、被測定者の心臓の血圧に対応する成分、および測定部位の血管内の血液柱により発生させられる静圧成分が含まれている。測定部位の血管内の静圧に対応する補償圧力は、差圧トランスジューサ50の流体用ポート52へ供給される。そして、差圧トランスジューサ50から流体用ボ

ート52および気体用ポート54間の圧力の差に対応する信号が出力され、この出力信号がコンピュータにおいて所定のアルゴリズムにより処理されることによって、被測定者の実際の血圧が正確に表示される。

なお、上述の実施例においては単一の差圧トランスジューサ50が用いられていたが、2つの別個のトランスジューサを用いても良い。このような場合には、一方のトランスジューサからは被測定者の測定部位に装着されたカフ28内の圧力に対応する信号が出力されるとともに、他方のトランスジューサからは流体用チューブ18内の静圧を表す信号が出力される。そして、他方のトランスジューサからの信号を一方のトランスジューサからの信号から減することにより、被測定者の実際の血圧と同じ圧力を表す信号が得られるのである。

また、上述の実施例においては、トランスジューサ位置補償装置10は、その測定部位が被測定者の心臓よりも低い位置にある場合の血圧測定時

に適用されていた。しかし、本発明はこのような特殊な場合にのみ限定されるものではなく、測定部位が心臓よりも高い位置にある血圧測定時にも適用され得ることはいうまでもない。

なお、上述したのはあくまでも本発明の一実施例であり、本発明はその精神を逸脱しない範囲において種々変更が加えられるものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図aは本発明の一実施例であるトランスジューサ位置補償装置が被測定者に装着された状態を側面から見た図である。第1図bは第1図aの被測定者が腕部を僅かに移動させた状態を正面から見た図である。第1図cは被測定者がセンサを流体容器と同じ高さ位置に移動させてトランスジューサにより圧力を検出させた状態を示す正面図である。第2図は本発明の一実施例であるトランスジューサ位置補償装置の構成を示すブロック線図である。第3図は第2図のトランスジューサ位置補償装置の主要な構成部品の内部の接続状態を示す図である。第3図aは第3図の流体容器を3

a-3a線から見た側面断面図である。第4図aは被測定者の指にセンサを取り付けるためのプラケットの側面図である。第4図bは第4図aのプラケットを正面から見た図である。第5図は第3図のセンサを5-5線から見た側面断面図であって、第4図aのプラケット内のトランスジューサの配置について詳しく示した図である。

6.2 : ハウジング

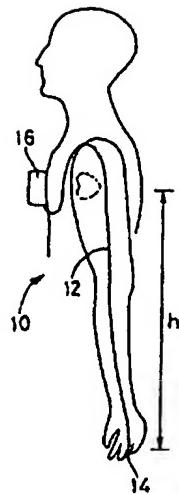
出願人 コーリン電子株式会社

代理人 弁理士 池田治幸

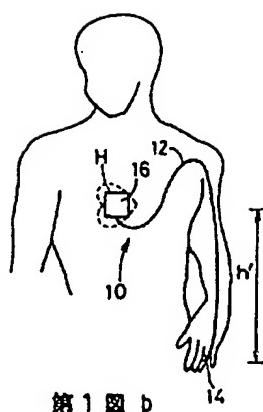
(ほか2名)



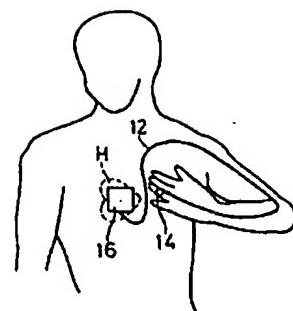
- 10 : トランスジューサ位置補償装置
- 17 : シリカ砂
- 18 : 流体用チューブ（可撓性チューブ）
- 19 : 雌ねじ部材（補償圧力伝達手段）
- 26 : トランスジューサ装置（トランスジューサ）
- 28 : カフ（密閉カフ）
- 44 : コネクタ（血圧伝達手段）
- 46 : 流量調節路（流体流量調節路）
- 50 : 差圧トランスジューサ
- 52 : 流体用ポート（第2圧力検出ポート）
- 54 : 気体用ポート（第1圧力検出ポート）
- 60 : 可撓性袋



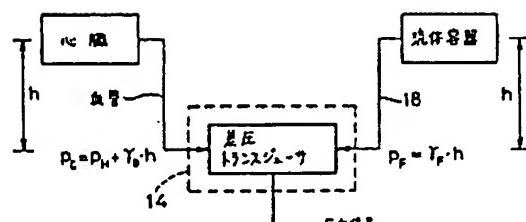
第1図 a



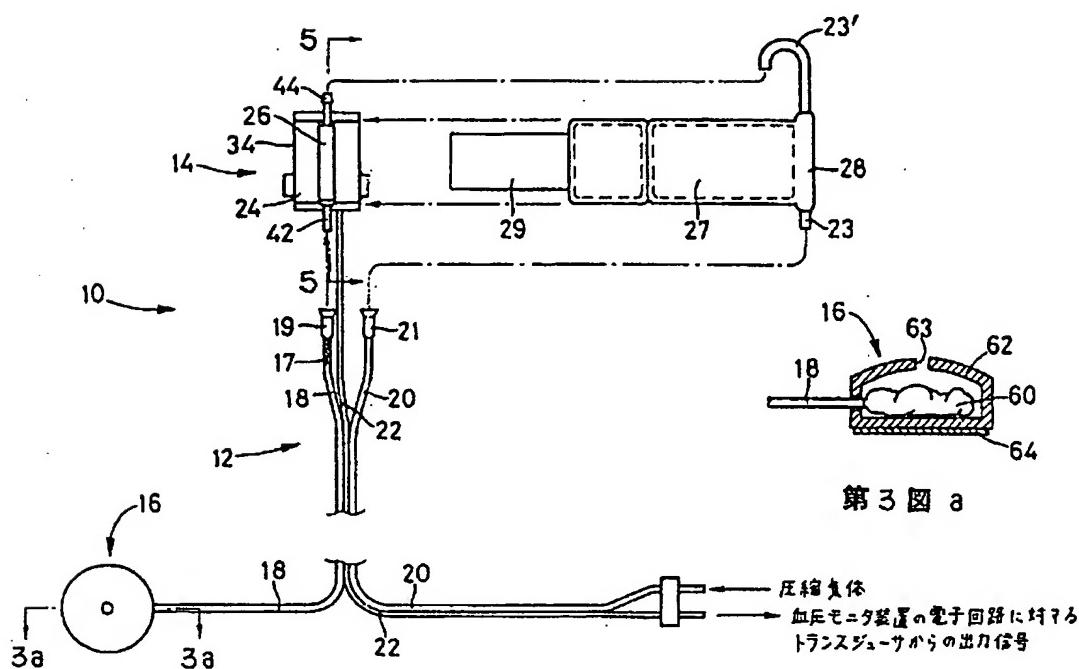
第1図 b



第1図 c



第2図



第3図 a

圧縮気体 → 血圧モニタ装置の電子回路に対する
トランジスターからの出力信号

→ 血圧モニタ装置の電子回路に対する
トランジスターからの出力信号

第3図

